

JP07132119A

**BLOOD COLLECTING DEVICE**

NIKON CORP

Inventor(s) : SUZUKI YOSHIHIKO

Application No. 05281452, Filed 19931110, Published 19950523

**Abstract:** PURPOSE: To suck up blood from hollow needles of a very small diameter which come into contact with the capillary and to collect a slight amt. of the blood without pain by using a multineedle structural body provided with the plural hollow needles.

CONSTITUTION: This blood collecting device consists of the multineedle structural body 1 having a cavity structure and the plural hollow needles 11 of the very small diameter, a membrane 12, a holding mechanism 2 and a microheater 3 and is provided with a supporting body 4. The multineedle structural body 1 and the membrane 12 are integrally formed and the holding mechanism 2 holds the multineedle structural body 1. The membrane 12 is made into a two-layered structure, of which the layer on the hollow needle side is formed of Si and the layer on the reverse side is formed of Au. The hollow needles 11 of such device are pushed into the skin surface. The membrane 12 is deformed in a direction for increasing the volume of the cavity structure when heat is generated from the microheater 3 after such pushing in. The blood is collected by the negative pressure in the cavity structure and the hollow needles.

**Int'l Class:** A61B00514

**MicroPatent Reference Number:** 000200071

**COPYRIGHT:** (C) 1995JPO

---

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-132119

(43) 公開日 平成7年(1995)5月23日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 5/14

識別記号

3 0 0 H 8825-4C

G 8825-4C

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 4 頁)

(21) 出願番号 特願平5-281452

(22) 出願日 平成5年(1993)11月10日

(71) 出願人 000004112

株式会社ニコン

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号

(72) 発明者 鈴木 美彦

東京都千代田区丸の内3丁目2番3号 株式会社ニコン内

PTO 2001-3007

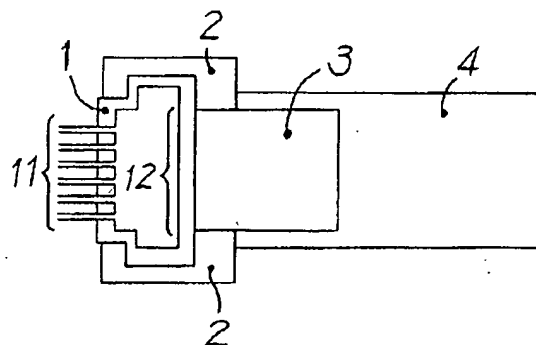
S.T.I.C. Translations Branch

(54) 【発明の名称】 採血装置

(57) 【要約】

【目的】 小型、低価格でありかつ微量な採血を無痛で行う。

【構成】 微小計の中空針を複数備えた多針構造体と中空新内の圧力を変化させる圧力可変手段とから構成する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 微小径の中空針を複数備えた多針構造体と、前記中空針内の圧力を変化させる圧力可変手段とからなる採血装置。

【請求項2】 前記多針構造体は空洞構造を有することを特徴とする請求項1記載の採血装置。

【請求項3】 前記圧力可変手段は可撓性を有するメンブレンであることを特徴とする請求項1または2記載の採血装置。

【請求項4】 前記メンブレンを変形させる変形誘発機構を設けたことを特徴とする請求項3記載の採血装置。

【請求項5】 前記メンブレンは熱膨張係数の異なる複数の材料からなり、前記変形誘発機構は熱を発生させる熱発生機構であることを特徴とする請求項4記載の採血装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、人間、動物等の生体から血液を採取する際に用いる採血装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】血液内の物質の検出技術の進展にともなう、血液検査時に要する採血量は微量でその目的を達成する事が出来るという事例が多くなっている。数マイクロリットル程度の微量採血については、先端の開口径及び外形が微小（直径が約 $20\mu\text{m}$ ）なガラス製のマイクロピペットを用いて行う。採血は、毛細血管にこのマイクロピペットを差し込んで行う。毛細血管はまばらに存在するため、皮膚表面を顕微鏡で観察し、動脈と静脈の間を結ぶ毛細血管を画面上で観察しながら、前述のマイクロピペットを位置決めをして、差し込んでいた。人間の痛点は、まばらに存在するため、マイクロピペットのように微小な径のものが差し込まれても痛さを感じない。このようにして、無痛で、微量の採血を行っていた。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら従来の方法では、皮膚表面の観察装置、マイクロピペットの位置決め装置等が必要であるため、価格が高価であると同時に装置が大型になるという問題点があった。本発明は、上記問題点を鑑みてなされたものであり、小型、低価格でありかつ微量な採血を無痛ですることが可能な採血装置を提供することを目的とする。

## 【0004】

【課題を解決するための手段】本発明者は、採血するための微小径の中空針（例えば、マイクロピペット）を複数設けることによって、いずれかの中空針が毛細血管にあたり、採血を行うことができることを見出し本発明を成すに至った。従って、本発明の採血装置は、第1に『微小径の中空針を複数備えた多針構造体と、前記中空

針内の圧力を変化させる圧力可変手段と（請求項1）』から構成する。

【0005】また、好ましくは第2に『前記多針構造体は空洞構造を有すること（請求項2）』から構成する。また、好ましくは第3に『前記圧力可変手段は可撓性を有するメンブレンであること（請求項3）』から構成する。また、好ましくは第4に『前記メンブレンを変形させる変形誘発機構を設けたこと（請求項4）』から構成する。

10 【0006】また、メンブレンを熱膨張係数の異なる複数の材料で作製して、このメンブレンに熱を加えることによってメンブレンを変形することができる。従って、好ましくは第5に、『前記メンブレンは熱膨張係数の異なる複数の材料からなり、前記変形誘発機構は熱を発生させる熱発生機構であること（請求項4）』から構成する。

## 【0007】

【作用】本発明の採血装置は、微小径の中空針を複数設けた多針構造体を用いることによって、この複数の微小径の中空針のいずれかが毛細血管にあたり、毛細血管に差し込まれた任意の中空針から血液を吸い上げることが可能になるため、皮膚表面の観察装置やマイクロピペット等を位置決めする位置決め装置等の高価で大型な装置を用いずに無痛で微量の採血を行うことができる。

【0008】また、中空針は微小径なため、ほとんど痛さを感じずに採血を行うことができる。また、微小径の中空針内の圧力を変化させる弾性部材をメンブレンにすることによって、メンブレンと微小径の中空針を半導体製造技術を用いて一体形成することが可能になる。

30 【0009】また、メンブレンを熱膨張係数の異なる複数の材料を用いて、加熱時に複数の微小径の中空針内の圧力を減圧するように構成することによって、熱の変化を用いて血液の採取を行うことができる。メンブレンを変形させる変形誘発機構としては、上記のように熱変形させるものはマイクロヒータ等を用い、機械的に変形させるものはピエゾ素子、油圧シリンダー、空気圧シリンダー、電磁モータ等のアクチュエータを用いる。また、人間の指の押圧力を用いることでも達成できる。このような変形誘発機構で変形を加えたメンブレンは、ヒータによる加熱の解除や外力（すなわち変形力）の解除により、変形前の状態に戻ろうとするため、複数の微小径の中空針内の圧力を減圧することができ、毛細血管に差し込まれた任意の中空針から血液を採取することができる。

【0010】以下、実施例により本発明をより具体的に説明するが、本発明はこれに限るものではない。

## 【0011】

【実施例】図1は、本発明の第1の実施例による採血装置を示す概略断面図である。この採血装置は、空洞構造と複数の微小径の中空針11を有する多針構造体1とメ

ンブレン12と保持機構2とマイクロヒータ3とから構成されており、採血装置を人間が把持しやすいように支持体4を設けている。

【0012】多針構造体1とメンブレン12は一体形成されており、保持機構2は多針構造体1を保持している。また、メンブレン12は2層構造となっており、中空針側の層がSiで形成され、逆側の層がAuで形成されている。SiはAuよりも熱膨張係数の小さい材料である(Si: 2.6PPm/°C、Au: 14.2PPm/°C)。

【0013】このような装置において、中空針11を皮膚表面に押入する。その後、マイクロヒータ3から熱を発生させると、メンブレン12は空洞構造の容積を増加する方向に変形し、空洞構造及び中空針内の負圧力によって血液を採取することができる。次にこの採血装置の製造方法を図2を用いて説明する。図2は本発明の実施例による多針構造体及びメンブレンの製造方法を示す図である。

【0014】第1の基板材料である厚みが900 $\mu$ mの100面方位の単結晶シリコン基板21を用意し、基板21の両面に低圧気相成長法により第1の窒化珪素膜22を成膜した、そののちドライエッチング法により部分的に窒化膜を一辺が約30 $\mu$ mの四角形状に多数除去する(2a図)。次に、シリコン基板21部にドライエッチング法により深さ約500 $\mu$ mの穴を形成した。この穴は、150 $\mu$ m間隔で縦50個、横50個とし、計2500個形成した。その後、第2の窒化珪素膜23を成膜した(2b図)。

【0015】その後、裏面部の窒化珪素膜22を部分的に除去し、水酸化カリウム等の異方性エッチング液により第1のシリコン基板21を405 $\mu$ mエッチングし、穴の底部に成膜された窒化珪素膜23を露出させた(2c図)。その後、窒化珪素膜23の露出部をドライエッチング法により除去し、さらに再び異方性エッチングにより厚みが50 $\mu$ mになるまで第1のシリコン基板をエッチングした(2d図)。

【0016】その後、異方性エッチングにより厚さが10 $\mu$ m前後のメンブレン12を有する第2のシリコン基板25のメンブレン12の片側(異方性エッチングされてない側)にAuを100~200nm成膜する。そして、この第2のシリコン基板25をガラスからなる接合層24により第1のシリコン基板に陽極接合した(2e図)。

【0017】その後、ダイシングソーにより、中空針11側からはじめに厚めのブレードで第2のシリコン基板の途中まで切削し、さらに薄いブレードで第2の基板が分割出来るまで切削し、第2のシリコン基板に段差部26を持つ多針構造体を形成した。この様にして作製した多針構造体1及びメンブレン12を用い、採血装置を作製した。

【0018】ここで中空針11は直径が30 $\mu$ m前後、肉厚が1 $\mu$ m前後であるため極度な痛みを感じる事はない。さらに多針構造体1は半導体製造技術を用いて製作することが可能であるので安価に製造できる。第1の実施例ではマイクロヒータ3で熱を発生させていたが、これはメンブレン12上の金属層(Au)に電流を流すことによって熱を発生させてもよい。

【0019】また、Auの層は、第1の実施例のようにメンブレン12の上に形成することに限らず、メンブレン12の下に形成してもよい。この場合は、メンブレン12に熱が加えられるとメンブレン12は空洞構造の容積を減少する方向に変形し、熱を解除することによって血液の採取ができる。図3は、本発明の第2の実施例による採血装置を示す概略断面図である。

【0020】多針構造体1及びメンブレン36は第1の実施例と同様にして作製した。但し、メンブレン36はメンブレン12と異なり、Auを成膜していない。多針構造体1は、蝶合部32を軸に回転可能なクランプ31と、ばね33により支持体35に固定した。多針構造体1のメンブレン36は、圧縮空気を用いた空気圧シリンダーのシリンダー34を動作させ多針構造体1の空洞構造の容積を減少せしめるように変形を加えた。この変形量は、採血量に寄って決定されるが、本実施例ではメンブレンの中央部の撓み量が50 $\mu$ mとなるようにした。

【0021】この状態の採血装置を、兎の耳の皮膚表面と人間の左上腕部の皮膚表面に中空針11が刺さるように、人間の手で押し当て、その後に空気圧シリンダーのシリンダー34を後退させてメンブレン部を初期状態に戻した。変形前の状態にメンブレン部を戻すのには、強制的に外力で変形させても良いが、メンブレンの持つばねの性質を利用して、自然に戻してもよい。このようにして多針構造体1の内部に採取された血液量を測定したところ、痛みが殆どなく、2マイクロリットルの血液が採血されていることが判った。

【0022】このようにして、半導体技術を用いて多針構造体とメンブレンを一体形成することが可能なため、安価に大量に生産することが可能となる。尚、微小な中空針を複数設けることは、単にガラス性のマイクロピペットを複数設けることでもよい。また、中空針の直径は10 $\mu$ m~50 $\mu$ m程度にすることが、好ましい。

【0023】

【発明の効果】以上のように本発明は、従来必要であった皮膚表面の観察装置、マイクロピペットの位置決め装置等の高価な構成要素を用いる必要がないため、小型で低価格であり、さらに無痛の微量採血をすることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例による採血装置を示す概略断面図である。

【図2】本発明の実施例による採血装置を構成する多針

5

6

構造体及びメンブレンの製造方法の一例を示す図である。

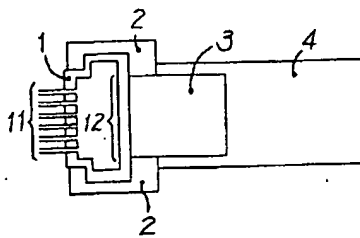
【図3】本発明の第2の実施例による採血装置を示す概略断面図である。

【符号の説明】

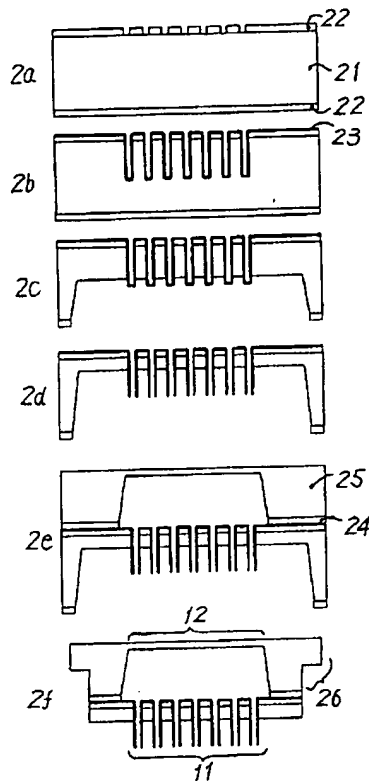
- 1 ……多針構造体  
2 ……保持機構  
3 ……マイクロヒータ  
4 ……支持体  
11 ……中空針  
12 ……メンブレン

- 21 ……第一のシリコン基板  
22 ……窒化珪素膜  
23 ……窒化珪素膜  
24 ……ガラス膜  
25 ……第二のシリコン基板  
26 ……段差部  
31 ……クランプ  
32 ……蝶合部  
33 ……ばね  
34 ……シリンダー  
35 ……支持体

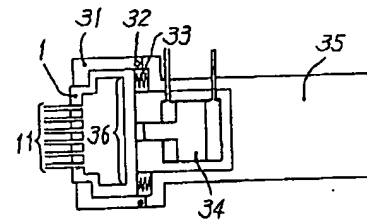
【図1】



【図2】



【図3】



**MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):**

<b>(19)【発行国】</b> 日本国特許庁 (J P)	<b>(19)[ISSUING COUNTRY]</b> Japanese Patent Office (JP)
<b>(12)【公報種別】</b> 公開特許公報 (A)	Laid-open (kokai) patent application number (A)
<b>(11)【公開番号】</b> 特開平 7 - 1 3 2 1 1 9	<b>(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER]</b> Unexamined-Japanese-patent-No. 7-132119
<b>(43)【公開日】</b> 平成 7 年 ( 1 9 9 5 ) 5 月 2 3 日	<b>(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION]</b> May 23rd, Heisei 7 (1995)
<b>(54)【発明の名称】</b> 採血装置	<b>(54)[TITLE]</b> Blood-sampling apparatus
<b>(51)【国際特許分類第 6 版】</b> A61B 5/14 300 H 8825- 4C G 8825-4C	<b>(51)[IPC]</b> A61B 5/14 300 H 8825-4C G 8825-4C
<b>【審査請求】</b> 未請求	<b>[EXAMINATION REQUEST]</b> UNREQUESTED
<b>【請求項の数】</b> 5	<b>[NUMBER OF CLAIMS]</b> 5
<b>【出願形態】</b> O L	<b>[Application form]</b> O L
<b>【全頁数】</b> 4	<b>[NUMBER OF PAGES]</b> 4
<b>(21)【出願番号】</b> 特願平 5 - 2 8 1 4 5 2	<b>(21)[APPLICATION NUMBER]</b> Japanese-Patent-Application-No. 5-281452
<b>(22)【出願日】</b> 平成 5 年 ( 1 9 9 3 ) 1 1 月 1 0 日	<b>(22)[DATE OF FILING]</b> November 10th, Heisei 5 (1993)
<b>(71)【出願人】</b>	<b>(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]</b>

【識別番号】  
0 0 0 0 0 4 1 1 2

【ID CODE】  
000004112

【氏名又は名称】  
株式会社ニコン

K.K. Nikon Corp.

【住所又は居所】  
東京都千代田区丸の内3丁目2  
番3号

【ADDRESS】

(72)【発明者】

(72)【INVENTOR】

【氏名】 鈴木 美彦

Suzuki Yoshihiko

【住所又は居所】  
東京都千代田区丸の内3丁目2  
番3号 株式会社ニコン内

【ADDRESS】

(57)【要約】

(57)【SUMMARY】

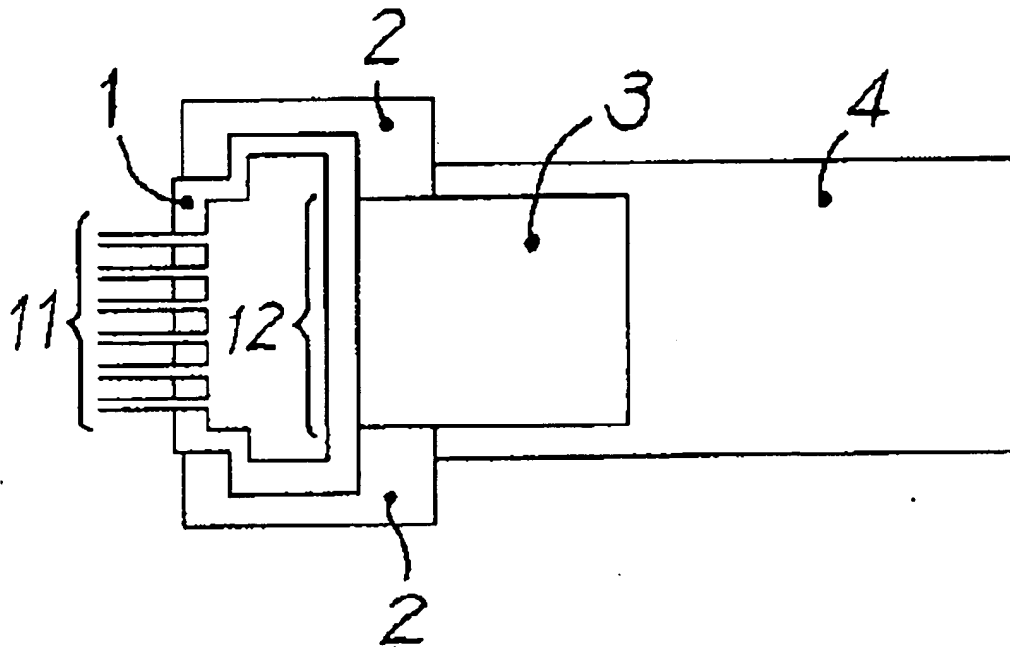
【目的】  
小型、低価格でありかつ微量な  
採血を無痛で行う。

【OBJECT】  
It is small and reasonable. And it is painless and  
a trace amount blood sampling is performed.

【構成】  
微小計の中空針を複数備えた多  
針構造体と中空新内の圧力を変  
化させる圧力可変手段とから構  
成する。

【SUMMARY OF THE INVENTION】  
The multi-needle structure provided with plural  
hollow needles of a micro meter, and pressure  
variable means to change the pressure in  
hollow new, from these, it comprises.





## 【特許請求の範囲】

## [CLAIMS]

## 【請求項 1】

微小径の中空針を複数備えた多針構造体と、前記中空針内の圧力を変化させる圧力可変手段とからなる採血装置。

## [CLAIM 1]

The multi-needle structure provided with plural hollow needles of the diameter of micro, pressure variable means to change the pressure in an above-mentioned hollow needle, the blood-sampling apparatus which becomes from these.

## 【請求項 2】

前記多針構造体は空洞構造を有することを特徴とする請求項 1 記載の採血装置。

## [CLAIM 2]

A blood-sampling apparatus of Claim 1, in which an above-mentioning multi-needle structure has a cavity structure.

## 【請求項 3】

前記圧力可変手段は可撓性を有するメンブレンであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の採血装置。

## [CLAIM 3]

A blood-sampling apparatus of Claims 1 or 2, in which above-mentioned pressure variable means is a membrane which has flexibility.

## 【請求項 4】

前記メンブレンを変形させる変

## [CLAIM 4]

A blood-sampling apparatus of Claim 3, in

形誘発機構を設けたことを特徴とする請求項 3 記載の採血装置。

**【請求項 5】**

前記メンブレンは熱膨張係数の異なる複数の材料からなり、前記変形誘発機構は熱を発生させる熱発生機構であることを特徴とする請求項 4 記載の採血装置。

**【発明の詳細な説明】**

**【0001】**

**【産業上の利用分野】**

本発明は、人間、動物等の生体から血液を採取する際に用いる採血装置に関する。

**【0002】**

**【従来の技術】**

血液内の物質の検出技術の進展にともなって、血液検査時に要する採血量は微量でその目的を達成する事が出来るという事例が多くなっている。数マイクロリットル程度の微量採血については、先端の開口径及び外形が微小（直径が約 20  $\mu$ m）なガラス製のマイクロピペットを用いて行う。採血は、毛細血管にこのマイクロピペットを差し込んで行う。毛細血管はまばらに存在するため、皮膚表面を顕微鏡で観察し、動脈と静脈の間を結ぶ毛細血管を画面上で観察し

which the deformation inducing mechanism made to deform an above-mentioned membrane was provided.

**[CLAIM 5]**

A blood-sampling apparatus of Claim 4, in which an above-mentioned membrane consists of several material from which a thermal expansion coefficient is different.

An above-mentioned deformation inducing mechanism is heat generator structure which generate heat.

**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]**

**[0001]**

**[INDUSTRIAL APPLICATION]**

This invention relates to the blood-sampling apparatus used in the case collecting the blood from organism, such as a human being and an animal.

**[0002]**

**[PRIOR ART]**

While the detection technique of the material in the blood progresses, the example where it is trace amount and the objective can be attained increases blood sampling quantity required at the time of a blood test.

About the trace amount blood sampling as much as the number microliter, it performs using the diameter of an opening at an end, and the micro pipette of glass manufacturing with micro (a diameter is about 20 micrometres) appearance.

A blood sampling is performed to a capillary by inserting this micro pipette.

Since a capillary is present sparsely, it observes skin surface under a microscope. The above-mentioned micro pipet is positioned, observing on a screen the capillary which

ながら、前述のマイクロピペットを位置決めをして、差し込んでいた。人間の痛点は、まばらに存在するため、マイクロピペットのように微小な径のものが差し込まれても痛さを感じない。このようにして、無痛で、微量の採血を行っていた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら従来の方法では、皮膚表面の観察装置、マイクロピペットの位置決め装置等が必要であるため、価格が高価であると同時に装置が大型になるという問題点があった。本発明は、上記問題点を鑑みてなされたものであり、小型、低価格でありかつ微量な採血を無痛ですることが可能な採血装置を提供することを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】  
本発明者は、採血するための微小径の中空針（例えば、マイクロピペット）を複数設けることによって、いずれかの中空針が毛細血管にあたり、採血を行うことができることを見出し本発明を成すに至った。従って、本発明の採血装置は、第1に『微小径の中空針を複数備えた多針構造体と、前記中空針内の圧力を変化させる圧力可変手段と（請求項1）』から構成する。

connects between an artery and veins.

It had inserted.

A human being's pain spot does not feel painfulness, even when a micro diameter is inserted such as a micropipette, since it is present sparsely.

In this way, the painless and trace amount blood sampling was performed.

[0003]

**[PROBLEM ADDRESSED]**

However, by the conventional method, the observation apparatus of skin surface, the positioning device of a micro pipet, etc. are required. Therefore, while price was expensive, there was a trouble that an apparatus became large-size.

This invention was made in view of the above problem.

It aims at providing small and the blood-sampling apparatus which is painless and can perform a reasonable and trace amount blood sampling.

[0004]

**[SOLUTION OF THE INVENTION]**

Any one of hollow needles can take blood a capillary by providing two or more hollow needles (for example, micro pipet) of the diameter of micro for this inventor taking blood.

The above was found and this invention was accomplished.

Therefore, the blood-sampling apparatus of this invention consists of "the multi-needle structure provided with plural hollow needles of the diameter of micro, and pressure variable means to change the pressure in an above-mentioned hollow needle" (Claim 1), in the 1st.

## 【0005】

また、好ましくは第2に『前記多針構造体は空洞構造を有すること(請求項2)』から構成する。また、好ましくは第3に『前記圧力可変手段は可撓性を有するメンブレンであること(請求項3)』から構成する。また、好ましくは第4に『前記メンブレンを変形させる変形誘発機構を設けたこと(請求項4)』から構成する。

## 【0006】

また、メンブレンを熱膨張係数の異なる複数の材料で作製して、このメンブレンに熱を加えることによってメンブレンを変形することができる。従って、好ましくは第5に、『前記メンブレンは熱膨張係数の異なる複数の材料からなり、前記変形誘発機構は熱を発生させる熱発生機構であること(請求項4)』から構成する。

## 【0007】

## 【作用】

本発明の採血装置は、微小径の中空針を複数設けた多針構造体を用いることによって、この複数の微小径の中空針のいずれかが毛細血管にあたり、毛細血管に差し込まれた任意の中空針から血液を吸い上げることが可能になるため、皮膚表面の観察装置やマイクロピペット等を位置決めする位置決め装置等の高価で大型な装置を用いずに無痛で

## [0005]

Moreover, preferably, it comprises from "an above-mentioned multi-needle structure having a cavity structure (Claim 2)" in the 2nd.

Moreover

Preferably, it comprises from "above-mentioned pressure variable means being a membrane which has flexibility (Claim 3)" in the 3rd.

Moreover

Preferably, it comprises from "having provided the deformation inducing mechanism made to deform an above-mentioned membrane (Claim 4)" in the 4th.

## [0006]

Moreover, a membrane can be produced with several material from which a thermal expansion coefficient is different, and a membrane can be deformed by adding heat to this membrane.

Therefore, preferably in the 5th, it constitutes from "it being the heat generator style which an above-mentioned membrane consists of some material from which a thermal expansion coefficient differs, and the above-mentioned deformation inducing mechanism generates heat (Claim 4)".

## [0007]

## [EFFECT]

The blood-sampling apparatus of this invention has to the capillary either as follows of the hollow needles of some of these diameters of micro by using the multi-needle structure which provided plural hollow needles of the diameter of micro.

The blood can be sucked up now from the arbitrary hollow needles inserted in the capillary. Therefore, a painless and trace amount blood sampling can be performed, without using a expensive large-sized apparatus such as the observation apparatus of skin surface, or the

微量の採血を行うことができる。

**【0008】**

また、中空針は微小径なため、ほとんど痛さを感じずに採血を行うことができる。また、微小径の中空針内の圧力を変化させる弾性部材をメンブレンにすることによって、メンブレンと微小径の中空針を半導体製造技術を用いて一体形成することが可能になる。

**【0009】**

また、メンブレンを熱膨張係数の異なる複数の材料を用いて、加熱時に複数の微小径の中空針内の圧力を減圧するように構成することによって、熱の変化を用いて血液の採取を行うことができる。メンブレンを変形させる変形誘発機構としては、上記のように熱変形させるものはマイクロヒータ等を用い、機械的に変形させるものはピエゾ素子、油圧シリンダー、空気圧シリンダー、電磁モータ等のアクチュエータを用いる。また、人間の指の押圧力を用いることでも達成できる。このような変形誘発機構で変形を加えたメンブレンは、ヒータによる加熱の解除や外力（すなわち変形力）の解除により、変形前の状態に戻ろうとするため、複数の微小径の中空針内の圧力を減圧することができ、毛細血管に差し込まれた任意の中空針から血液を採取することができる。

**【0010】**

positioning device which positions and carries out a micro pipet etc.

**[0008]**

Moreover, a hollow needle is a diameter of micro. Therefore, it can take blood, without hardly sensing painfulness.

Moreover, the integral formation of the hollow needle of a membrane and the diameter of micro can be performed now by making the elastic member which changes the pressure in the hollow needle of the diameter of micro into a membrane using a semiconductor manufacture technique.

**[0009]**

Moreover, the blood is extractable by comprising using several material from which a thermal expansion coefficient is different in a membrane, so that the pressure in the hollow needle of several diameters of micro may be reduced pressure at the time of heating using a change of heat.

As deformation inducing mechanism made to deform a membrane, that which carries out heat deformation as mentioned above uses a micro heater etc. What is changed mechanically uses actuators, such as a piezo element, an oil cylinder, a pneumatic cylinder, and an electromagnetic motor.

Moreover, using the press power of a human being's finger can also attain.

The membrane which added the deformation by such deformation inducing mechanism tends to return to the state before a deformation by the releasing of the heating and the releasing of the external force (namely, deformation power) by the heater. Therefore, the pressure in the hollow needle of some diameters of micro can be reduced pressure, and the blood can be extracted from the arbitrary hollow needles inserted in the capillary.

**[0010]**

以下、実施例により本発明をより具体的に説明するが、本発明はこれに限るものではない。

Hereafter, an example explains this invention more concretely.

However, this invention is not restricted to this.

**【0011】**

**【実施例】**

図1は、本発明の第1の実施例による採血装置を示す概略断面図である。この採血装置は、空洞構造と複数の微小径の中空針11を有する多針構造体1とメンブレン12と保持機構2とマイクロヒータ3とから構成されており、採血装置を人間が把持しやすいように支持体4を設けている。

**[0011]**

**[Example]**

Fig. 1 is a schematic sectional view showing the blood-sampling apparatus due to the first example of this invention.

This blood sampling apparatus, the cavernous structure and the multi-needle structure 1 which has the hollow needle 11 of some diameters of micro membrane 12, maintenance mechanism 2, and micro heater 3, from these, it is comprised, and the support body 4 is provided so that a human being may tend to hold a blood-sampling apparatus.

**【0012】**

多針構造体1とメンブレン12は一体形成されており、保持機構2は多針構造体1を保持している。また、メンブレン12は2層構造となっており、中空針側の層がSiで形成され、逆側の層がAuで形成されている。SiはAuよりも熱膨張係数の小さい材料である (Si: 2.6 P P m / °C、Au: 14.2 P P m / °C)。

**[0012]**

The integral formation of the multi-needle structure 1 and the membrane 12 is performed.

The maintenance mechanism 2 maintains the multi-needle structure 1.

Moreover, the membrane 12 forms the 2 layer structure.

The layer beside a hollow needle is formed by Si, and the layer beside a contrary is formed by Au.

Si is the material with a thermal expansion coefficient smaller than Au (Si: 2.6 Ppm / degree C, Au: 14.2 Ppm / degree C).

**【0013】**

このような装置において、中空針11を皮膚表面に押入する。その後、マイクロヒータ3から熱を発生させると、メンブレン12は空洞構造の容積を増加する方向に変形し、空洞構造及び中空針内の負圧力によって血液を採取することができる。次にこの採血装置の製造方法を図2

**[0013]**

In such an apparatus, the closet of the hollow needle 11 is performed to skin surface.

After that, if heat is made to generate from the micro heater 3, a membrane 12 will deform in the direction which increases the volume of the cavernous structure. The blood is extractable with the cavernous structure and the negative pressure power in hollow needle.

Next the manufacturing method of this blood-sampling apparatus is explained using Fig. 2.

を用いて説明する。図2は本発明の実施例による多針構造体及びメンブレンの製造方法を示す図である。

**【0014】**

第1の基板材料である厚みが900 $\mu\text{m}$ の100面方位の単結晶シリコン基板21を用意し、基板21の両面に低圧気相成長法により第1の窒化珪素膜22を成膜した、そののちドライエッチング法により部分的に窒化珪素膜を一辺が約30 $\mu\text{m}$ の四角形状に多数除去する(2a図)。次に、シリコン基板21部にドライエッチング法により深さ約500 $\mu\text{m}$ の穴を形成した。この穴は、150 $\mu\text{m}$ 間隔で縦50個、横50個とし、計2500個形成した。その後、第2の窒化珪素膜23を成膜した(2b図)。

**【0015】**

その後、裏面部の窒化珪素膜22を部分的に除去し、水酸化カリウム等の異方性エッチング液により第1のシリコン基板21を405 $\mu\text{m}$ エッチングし、穴の底部に成膜された窒化珪素膜23を露出させた(2c図)。その後、窒化珪素膜23の露出部をドライエッチング法により除去し、さらに再び異方性エッチングにより厚みが50 $\mu\text{m}$ になるまで第1のシリコン基板をエッチングした(2d図)。

**【0016】**

その後、異方性エッチングにより厚さが10 $\mu\text{m}$ 前後のメンブ

Fig. 2 is a diagram showing the manufacturing method of the multi-needle structure due to the example of this invention, and a membrane.

**[0014]**

The thickness which is first substrate material prepares the single-crystal-silicon substrate 21 of the 100 coat bearing which is 900 micrometres.

The first silicon nitride film 22 was formed a film by the low-pressure vapor growth to both sides of a substrate 21. Then, many nitriding films are partially removed by the dry etching method. To the shape of a tetragon whose one edge is about 30 micrometres (2a figure).

Next, the hole with a depth of about 500 micrometres was formed on 21 parts of silicon substrates by the dry-etching method.

Make this hole be 50 longitudinal pieces and 50 width at intervals of 150 micrometres.

A total of 2500 pieces was formed.

After that, the 2nd silicon-nitride film 23 was formed a film (2b diagram).

**[0015]**

After that, the silicon-nitride film 22 of a back-side section is removed partially.

405 micrometres of the first silicon substrates 21 were etched by anisotropic etching liquid, such as potassium hydroxide, and the silicon-nitride film 23 formed a film by the bottom part of a hole was exposed (2c diagram).

After that, the exposed part of the silicon nitride film 23 is removed by the dry etching method. Furthermore, the first silicon substrate was etched again until it was set to 50 micrometres by the anisotropic etching (2d figure).

**[0016]**

After that, Au is formed a film 100-200 nm in one side (anisotropic side not etched) of the

レン12を有する第2のシリコン基板25のメンブレン12の片側（異方性エッチングされていない側）にAuを100～200nm成膜する。そして、この第2のシリコン基板25をガラスからなる接合層24により第1のシリコン基板に陽極接合した（2e図）。

**【0017】**

その後、ダイシングソーにより、中空針11側からはじめに厚めのブレードで第2のシリコン基板の途中まで切削し、さらに薄いブレードで第2の基板が分割出来るまで切削し、第2のシリコン基板に段差部26を持つ多針構造体を形成した。この様にして作製した多針構造体1及びメンブレン12を用い、採血装置を作製した。

**【0018】**

ここで中空針11は直径が30μm前後、肉厚が1μm前後であるため極度な痛みを感じる事はない。さらに多針構造体1は半導体製造技術を用いて製作することが可能であるので安価に製造できる。第1の実施例ではマイクロヒータ3で熱を発生させていたが、これはメンブレン12上の金属層（Au）に電流を流すことによって熱を発生させてもよい。

**【0019】**

また、Auの層は、第1の実施例のようにメンブレン12の上に形成することに限らず、メンブレン12の下に形成してもよ

membrane 12 of the 2nd silicon substrate 25 in which thickness has the membrane 12 in front and in rear of 10 micrometres by the anisotropic etching.

And, anode junction of this 2nd silicon substrate 25 was performed by the joining layer 24 which consists of glass at the first silicon substrate (2e diagram).

**[0017]**

After that, it cuts off from the hollow needle 11 side to the middle of a 2nd silicon substrate with a rather thick blade by the dicing saw.

Furthermore it cuts until it can divide a 2nd substrate with a thin blade.

The multi-needle structure which has the step section 26 in a 2nd silicon substrate was formed.

Thus the blood-sampling apparatus was produced using the multi-needle structure 1 and the membrane 12 which were produced.

**[0018]**

Since 30 micrometres before and after and the thickness of the hollow needle 11 are before and after 1 micrometre, a diameter does not feel an extreme ache here.

Furthermore the multi-needle structure 1 can cheaply be manufactured, because it can manufacture using a semiconductor manufacture technique.

Heat was made to generate at the micro heater 3 in the first example.

However, this may make the metal layer on a membrane 12 (Au) generate heat by passing a current.

**[0019]**

Moreover, the layer of Au may not be restricted to forming on a membrane 12 such as a first example, but may be formed on the bottom of a membrane 12.

In this case, if heat is added to a membrane



い。この場合は、メンブレン 12 に熱が加えられるとメンブレン 12 は空洞構造の容積を減少する方向に変形し、熱を解除することによって血液の採取ができる。図 3 は、本発明の第 2 の実施例による採血装置を示す概略断面図である。

**【0020】**

多針構造体 1 及びメンブレン 36 は第 1 の実施例と同様にして作製した。但し、メンブレン 36 はメンブレン 12 と異なり、Au を成膜していない。多針構造体 1 は、蝶合部 32 を軸に回転可能なクランプ 31 と、ばね 33 により支持体 35 に固定した。多針構造体 1 のメンブレン 36 は、圧縮空気を用いた空気圧シリンダーのシリンダー 34 を動作させ多針構造体 1 の空洞構造の容積を減少せしめるように変形を加えた。この変形量は、採血量に寄って決定されるが、本実施例ではメンブレンの中央部の撓み量が  $50\ \mu\text{m}$  となるようにした。

**【0021】**

この状態の採血装置を、兎の耳の皮膚表面と人間の左上腕部の皮膚表面に中空針 11 が刺さるように、人間の手で押し当て、その後に空気圧シリンダーのシリンダー 34 を後退させてメンブレン部を初期状態に戻した。変形前の状態にメンブレン部を戻すのには、強制的に外力で変形させても良いが、メンブレンの持つばねの性質を利用して、自然に戻してもよい。このよう

12, a membrane 12 will deform in the direction which reduces the volume of the cavity structure, and can perform collecting of the blood by releasing heat.

Fig. 3 is a schematic sectional view showing the blood-sampling apparatus due to the 2nd example of this invention.

**[0020]**

The multi-needle structure 1 and the membrane 36 were produced as the first example. However, a membrane 36 is different from a membrane 12.

Au is not formed a film.

The multi-needle structure 1 was fixed to the support body 35 with the clamp 31 which can be rotated centering around the hinge section 32, and the spring 33.

The cylinder 34 of the pneumatic cylinder using compressed air was operated, and the membrane 36 of the multi-needle structure 1 added the deformation so that the volume of the cavity structure of the multi-needle structure 1 might be made to reduce.

This deformation approaches the amount of blood samplings, and is determined.

However, in this example, the bending volume of the center section of a membrane was made to be set to 50 micrometres.

**[0021]**

It pushes and the blood sampling apparatus of this state is put in a human interlude so that the hollow needle 11 may be stuck in skin surface of the edge of a rabbit, and skin surface of a human being's upper left arm part. The cylinder 34 of a pneumatic cylinder was retreated after that, and the membrane part was returned to the initial state.

It may make it deform into returning a membrane section to the condition before a deformation by external force forcedly. However, the characteristic of the spring which a membrane has is utilized.

It may return naturally.

にして多針構造体 1 の内部に採取された血液量を測定したところ、痛みが殆どなく、2 マイクロリットルの血液が採血されていることが判った。

**【0022】**

このようにして、半導体技術を用いて多針構造体とメンブレンを一体形成することが可能なため、安価に大量に生産することが可能となる。尚、微小な中空針を複数設けることは、単にガラス性のマイクロピペットを複数設けることでもよい。また、中空針の直径は  $10\ \mu\text{m}$  ~  $50\ \mu\text{m}$  程度にすることが、好ましい。

**【0023】****【発明の効果】**

以上のように本発明は、従来必要であった皮膚表面の観察装置、マイクロピペットの位置決め装置等の高価な構成要素を用いる必要がないため、小型で低価格であり、さらに無痛の微量採血をすることが可能である。

**【図面の簡単な説明】****【図 1】**

本発明の第 1 の実施例による採血装置を示す概略断面図である。

**【図 2】**

本発明の実施例による採血装置を構成する多針構造体及びメンブレンの製造方法の一例を示す

Thus when the amount of blood in which the multi-needle structure 1 was collected in the inside was measured, there is almost no ache and it was found that the blood of 2 microliter is taken blood.

**[0022]**

Thus, since the integral formation of a multi-needle structure and the membrane can be carried out using a semiconductor technique, it can cheaply produce in large quantities.

In addition, as for providing plural micro hollow needles, it is also good to simply provide plural vitreous micro pipettes.

Moreover, as for the diameter of a hollow needle, it is desirable to make about 10 micrometres - 50 micrometres.

**[0023]****[EFFECT OF THE INVENTION]**

Since expensive components, such as the observation apparatus of skin surface which was necessity conventionally, and the positioning device of a micro pipette, do not need to be used for this invention, as mentioned above, it is small-sized and is reasonable.

Furthermore a painless trace amount blood sampling can be performed.

**[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]****[FIGURE 1]**

It is the schematic sectional view showing the blood-sampling apparatus due to the first example of this invention.

**[FIGURE 2]**

It is the diagram showing an example of the manufacturing method of the multi-needle structure which comprises the blood-sampling

図である。

apparatus due to the example of this invention, and a membrane.

**【図 3】**

本発明の第 2 の実施例による採血装置を示す概略断面図である。

**[FIGURE 3]**

It is the schematic sectional view showing the blood-sampling apparatus due to the 2nd example of this invention.

**【符号の説明】**

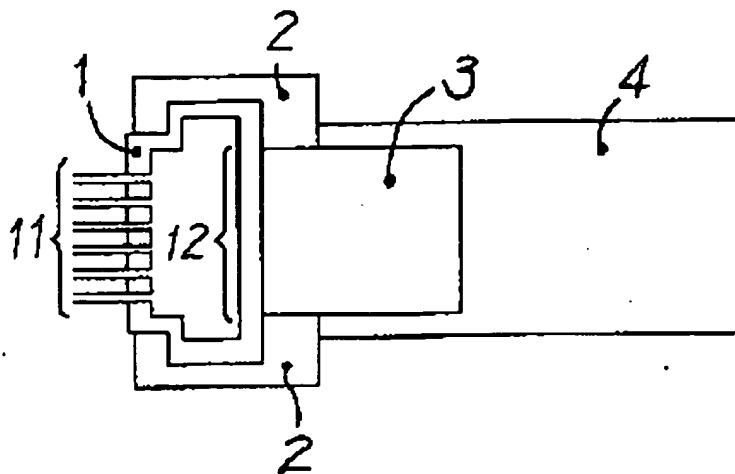
1 . . . 多針構造体  
 2 . . . 保持機構  
 3 . . . マイクロヒータ  
 4 . . . 支持体  
 11 . . . 中空針  
 12 . . . メンブレン  
 21 . . . 第一のシリコン基板  
 22 . . . 窒化珪素膜  
 23 . . . 窒化珪素膜  
 24 . . . ガラス膜  
 25 . . . 第二のシリコン基板  
 26 . . . 段差部  
 31 . . . クランプ  
 32 . . . 蝶合部  
 33 . . . ばね  
 34 . . . シリンダー  
 35 . . . 支持体

**[EXPLANATION OF DRAWING]**

1 \*\*\* Multi-Needle Structure  
 2 \*\*\* Retention Mechanism  
 3 \*\*\* Micro Heater  
 4 \*\*\* Support Body  
 11\*\*\* hollow needle  
 12\*\*\* membrane  
 21\*\*\* first silicon substrate 22\*\*\* silicon nitride film  
 23\*\*\* silicon-nitride film  
 24\*\*\* glass membrane  
 25\*\*\* second silicon substrate 26\*\*\* step part  
 31\*\*\* clamp  
 32\*\*\* hinge section  
 33\*\*\* spring  
 34\*\*\* cylinder  
 35\*\*\* support body

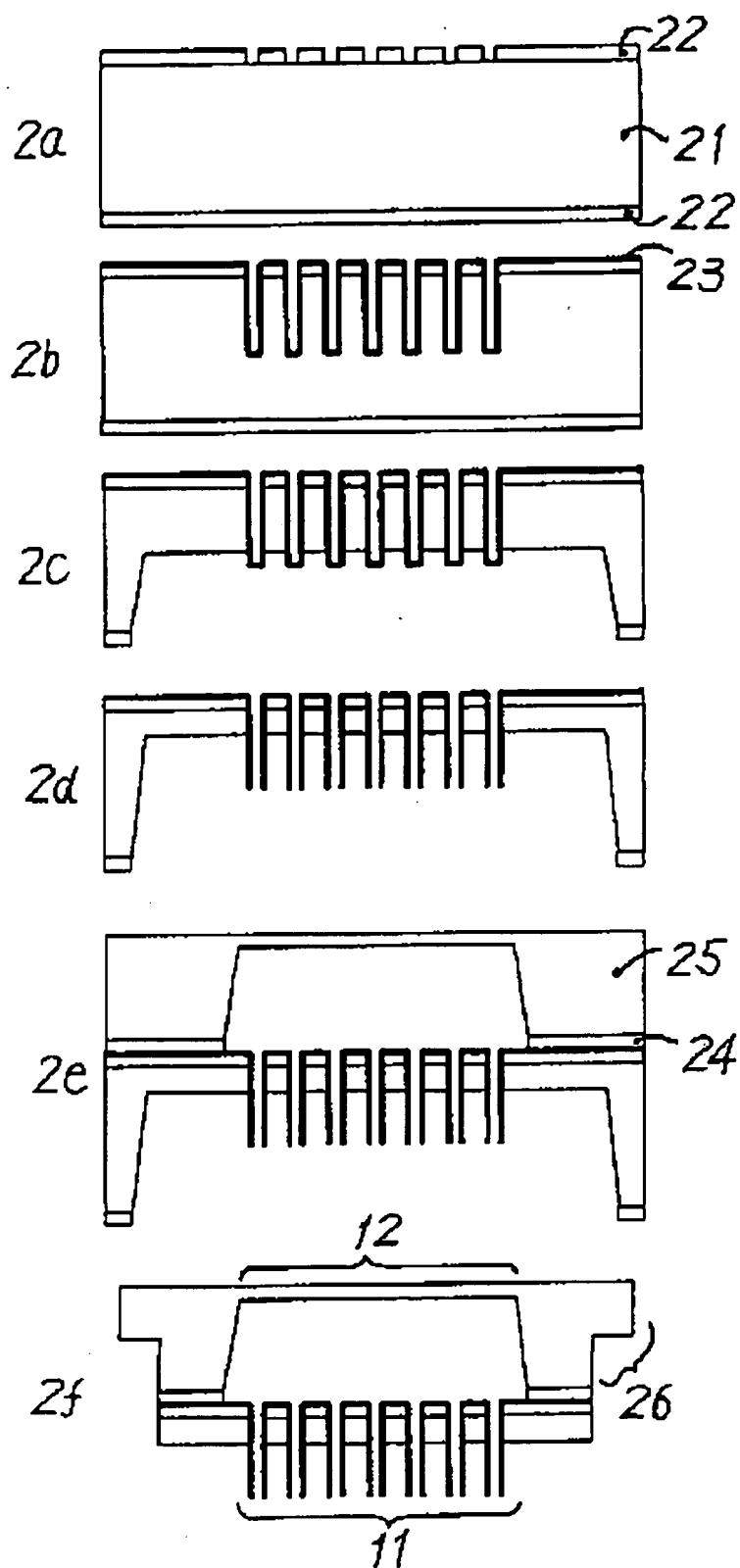
**【図 1】**

**[FIGURE 1]**



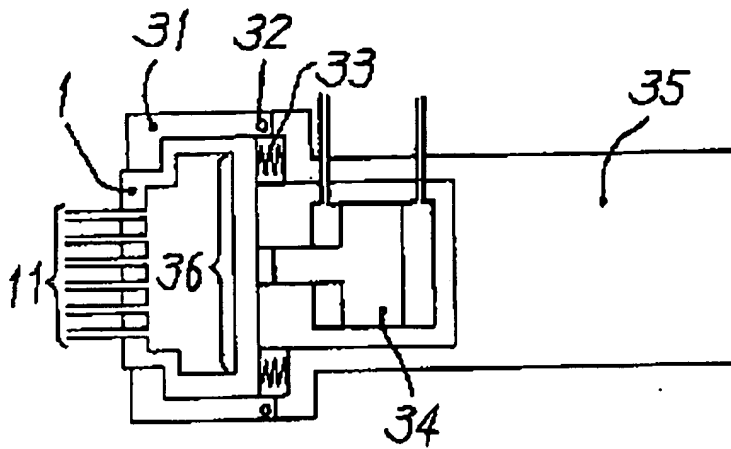
【図 2】

[FIGURE 2]



【図 3】

[FIGURE 3]



## **DERWENT TERMS AND CONDITIONS**

*Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.*

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)  
["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)